

JP98/05406

CT/JP98/05406 7

01.12.98

日本国特許
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

REC'D 22 JAN 1999

W.P.

PCT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。
This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office.

出願年月日
Date of Application:

1997年12月 1日

09/554155

出願番号
Application Number:

平成 9年特許願第329857号

出願人
Applicant(s):

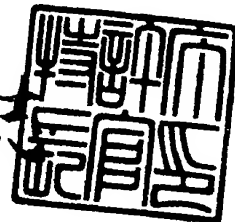
株式会社日立製作所
株式会社日立メディコ

PRIORITY DOCUMENT

1999年 1月 8日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

伴佐山建志



出証番号 出証特平10-3103784

【書類名】 特許願

【整理番号】 1197008001

【提出日】 平成 9年12月 1日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明の名称】 磁石装置及びMRI装置

【請求項の数】 16

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目1番1号
株式会社 日立製作所 日立研究所内

【氏名】 角川 滋

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目1番1号
株式会社 日立製作所 日立研究所内

【氏名】 北村 正司

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目1番1号
株式会社 日立製作所 日立研究所内

【氏名】 原 伸洋

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目1番1号
株式会社 日立製作所 日立研究所内

【氏名】 小村 昭義

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目1番1号
株式会社 日立製作所 日立研究所内

【氏名】 日野 徳昭

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号

株式会社 日立メディコ内

【氏名】 本名 孝男

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社 日立メディコ内

【氏名】 竹島 弘隆

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県ひたちなか市大字市毛882番地
株式会社 日立製作所 計測器事業部内

【氏名】 川野 源

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社 日立メディコ内

【氏名】 八尾 武

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社 日立メディコ内

【氏名】 田崎 寛

【特許出願人】

【識別番号】 000005108

【氏名又は名称】 株式会社 日立製作所

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社 日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100068504

【弁理士】

【氏名又は名称】 小川 勝男

【電話番号】 03-3212-1111

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013088

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9003094

【包括委任状番号】 9102622

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁石装置及びMRI装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】

有限の領域に第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための、前記第1の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段から構成される静磁場発生源2組が、前記領域を間に挟んで対向して配置され、前記静磁場発生源のそれぞれが少なくとも4個の該電流搬送手段を備える磁石装置において、該第1の方向に平行で該電流搬送手段のほぼ中心を通る第1の軸と、前記第1の軸と垂直に交わり、かつ前記2組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第2の軸の交点を第1の点としたとき、前記第1の軸および前記第2の軸および前記第1の点を含む第1の平面において、前記第1の点を通るある第1の直線が存在し、前記第1の平面における前記電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、前記第1の直線に投影したとき、前記静磁場発生源のそれぞれについて、対応する前記電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶことを特徴とする磁石装置。

【請求項2】

有限の領域に第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための、前記第1の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段と外部領域への漏れ磁場を抑制するためのシールド電流搬送手段から構成される静磁場発生源2組が、前記領域を間に挟んで対向して配置され、前記静磁場発生源のそれぞれが少なくとも4個の該電流搬送手段と少なくとも1個のシールド電流搬送手段を備える磁石装置において、該第1の方向に平行で該電流搬送手段のほぼ中心を通る第1の軸と、前記第1の軸と垂直に交わり、かつ前記2組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第2の軸の交点を第1の点としたとき、前記第1の軸および前記第2の軸および前記第1の点を含む第1の平面において、前記第1の点を通るある第1の直線が存在し、前記第1の平面における前記電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、前記第1の直線に投影したとき、前記静磁場発生源のそれぞれについて、対応する前記電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶことを特徴とする磁石装置。

【請求項3】

有限の領域に第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための、前記第1の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段から構成される静磁場発生源2組が、前記領域を間に挟んで対向して配置され、前記静磁場発生源のそれぞれが磁極として機能する強磁性体と少なくとも2個の該電流搬送手段を備える磁石装置において、該第1の方向に平行で該電流搬送手段のほぼ中心を通る第1の軸と、前記第1の軸と垂直に交わり、かつ前記2組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第2の軸の交点を第1の点としたとき、前記第1の軸および前記第2の軸および前記第1の点を含む第1の平面において、前記第1の点を通るある第1の直線が存在し、前記第1の平面における前記電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、前記第1の直線に投影したとき、前記静磁場発生源のそれぞれについて、対応する前記電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶことを特徴とする磁石装置。

【請求項4】

有限の領域に第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための、前記第1の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段と外部領域への漏れ磁場を抑制するためのシールド電流搬送手段から構成される静磁場発生源2組が、前記領域を間に挟んで対向して配置され、前記静磁場発生源のそれぞれが磁極として機能する強磁性体と少なくとも2個の該電流搬送手段と少なくとも1個のシールド電流搬送手段を備える磁石装置において、該第1の方向に平行で該電流搬送手段のほぼ中心を通る第1の軸と、前記第1の軸と垂直に交わり、かつ前記2組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第2の軸の交点を第1の点としたとき、前記第1の軸および前記第2の軸および前記第1の点を含む第1の平面において、前記第1の点を通るある第1の直線が存在し、前記第1の平面における前記電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、前記第1の直線に投影したとき、前記静磁場発生源のそれぞれについて、対応する前記電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶことを特徴とする磁石装置。

【請求項5】

有限の領域に第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための、前記第1の方

向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段から構成される静磁場発生源 2 組が、前記領域を間に挟んで対向して配置され、前記静磁場発生源のそれぞれが 3 個の該電流搬送手段を備える磁石装置において、該第 1 の方向に平行で該電流搬送手段のほぼ中心を通る第 1 の軸と、前記第 1 の軸と垂直に交わり、かつ前記 2 組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第 2 の軸の交点を第 1 の点としたとき、前記第 1 の軸および前記第 2 の軸および前記第 1 の点を含む第 1 の平面において、前記第 1 の平面における前記電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、前記第 2 の軸に投影したとき、前記静磁場発生源のそれぞれについて、対応する前記電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶことを特徴とする磁石装置。

【請求項 6】

有限の領域に第 1 の方向に向かう均一磁場を発生させるための、前記第 1 の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段と外部領域への漏れ磁場を抑制するためのシールド電流搬送手段から構成される静磁場発生源 2 組が、前記領域を間に挟んで対向して配置され、前記静磁場発生源のそれぞれが 3 個の該電流搬送手段と少なくとも 1 個のシールド電流搬送手段を備える磁石装置において、該第 1 の方向に平行で該電流搬送手段のほぼ中心を通る第 1 の軸と、前記第 1 の軸と垂直に交わり、かつ前記 2 組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第 2 の軸の交点を第 1 の点としたとき、前記第 1 の軸および前記第 2 の軸および前記第 1 の点を含む第 1 の平面において、前記第 1 の平面における前記電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、前記第 2 の軸に投影したとき、前記静磁場発生源のそれぞれについて、対応する前記電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶことを特徴とする磁石装置。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 4 記載の磁石装置において、前記第 1 の平面において前記電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を前記第 1 の直線に投影したとき、前記静磁場発生源のそれぞれについて、対応する前記電流搬送手段の起磁力の絶対値が、該第 1 の直線上で降べきまたは昇べき順に並ぶことを特徴とする磁石装置。

【請求項 8】

請求項 5 または 6 記載の磁石装置において、前記第 1 の平面において前記電流

搬送手段の断面の幾何学的な中心を前記第2の軸に投影したとき、前記静磁場発生源のそれぞれについて、対応する前記電流搬送手段の起磁力の絶対値が、該第2の軸上で降べきまたは昇べき順に並ぶことを特徴とする磁石装置。

【請求項9】

請求項1乃至8記載の磁石装置において、前記静磁場発生源のそれぞれについて、前記電流搬送手段のうちで最も平均半径が大きい電流搬送手段の起磁力の絶対値が他の電流搬送手段の起磁力の絶対値より大きいことを特徴とする磁石装置。

【請求項10】

請求項1乃至9記載の磁石装置において、該静磁場発生源が1乃至複数の磁界の形成を補助する強磁性体を有して構成されることを特徴とする磁石装置。

【請求項11】

請求項10記載の磁石装置において、該強磁性体が磁極として機能する強磁性体を有して構成されることを特徴とする磁石装置。

【請求項12】

請求項1乃至11記載の磁石装置において、該磁石装置が該2組の静磁場発生源の外側を覆って磁路を形成し洩れ磁場を抑制する外部強磁性体を有して構成されることを特徴とする磁石装置。

【請求項13】

請求項12記載の磁石装置において、該外部強磁性体が円盤状強磁性体および支柱状強磁性体を有して構成されることを特徴とする磁石装置。

【請求項14】

請求項1乃至13記載の磁石装置において、該電流搬送手段が超電導特性を有する物質から構成され、前記2組の静磁場発生源が前記電流搬送手段を冷却し超電導特性を示す温度まで冷却し維持するための冷却手段を有することを特徴とする磁石装置。

【請求項15】

請求項1乃至14記載の磁石装置を用いたMRI装置。

【請求項16】

測定対象を載置する台の面に対して、主たる磁束方向が垂直となるように磁場を印加するマグネットを有するMRI装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、核磁気共鳴イメージング（MRI）装置に好適な超電導マグネットに関し、特に、広い開口部を有し、またマグネットの外径を小さくすることによって測定対象へのアクセスを容易にする超電導磁石装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、核磁気共鳴イメージング（以下、MRIと称す）装置において、医師等の検査者が撮像中の被検者にアクセスすることは困難であり、いわゆるIVR（Interventional Radiology）は困難であった。

【0003】

この問題を回避する技術として、例えば公開特許公報、特開平7-106153号「C字形超電導磁石」に記載のものがある。

【0004】

この装置は、患者を2つの磁極の間に挿入して、MRI画像を撮影するものである。

【0005】

この装置は磁極の形状を最適化して均一な磁場を発生するものであり、磁極の重量等の制約から、一般には頭部用に用いられる程度の均一磁場空間を有する。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、撮影中に測定対象である患者を動かすことなく腹部、胸部および両肩などを撮影する全身用MRI装置の場合には、一般に40cmから50cm以上の直径球の撮影領域に数ppm（例えば2～3ppm）で均一な静磁場を発生する必要がある。したがって、開放感の高いMRI装置用マグネットでありながら、す

なわち40cmから50cm以上の直径球の撮影領域に数ppm（例えば2～3ppm）で均一な静磁場を発生可能なマグネットを有するMRI装置の開発が必要となる。

上述してきたように、これまでは測定（撮影）対象である被検者（患者）に開放感を与える広い開口を備えたマグネットにおいて、広い領域に均一な磁場を発生することが難しかった。また広い均一磁場空間を得るためにはマグネットの外径が大きくなる問題があり、患者の開放感とアクセスの容易さを損なう問題があった。また均一磁場領域を拡大しようとする、マグネットを構成するコイルの起磁力の絶対値和が増大してマグネットの製造コストが大きくなる問題があった。

【0007】

本発明の目的は、広い開口を備えるマグネットにおいて、磁場均一度が従来以上に良好でかつマグネットの外径が小さく高い解放性を有する核磁気共鳴用超電導マグネットを提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を達成するための本発明の第1の特徴は、有限の領域に第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための、第1の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段から構成される静磁場発生源2組が、均一磁場領域を間に挟んで対向して配置され、静磁場発生源のそれぞれが少なくとも4個の電流搬送手段を備える磁石装置において、第1の方向に平行で電流搬送手段のほぼ中心を通る第1の軸と、第1の軸と垂直に交わりかつ2組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第2の軸の交点を第1の点としたとき、第1の軸および第2の軸および第1の点を含む第1の平面において、第1の点を通るある第1の直線が存在し、第1の平面における電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、第1の直線に投影したとき、静磁場発生源のそれぞれについて、対応する電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶように電流搬送手段を配置することにある。

【0009】

本発明の第2の特徴は、有限の領域に第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための、第1の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段と外部

領域への漏れ磁場を抑制するためのシールド電流搬送手段から構成される静磁場発生源２組が、均一磁場領域を間に挟んで対向して配置され、静磁場発生源のそれぞれが少なくとも４個の電流搬送手段と少なくとも１個のシールド電流搬送手段を備える磁石装置において、第１の方向に平行で電流搬送手段のほぼ中心を通る第１の軸と、第１の軸と垂直に交わり、かつ２組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第２の軸の交点を第１の点としたとき、第１の軸および第２の軸および第１の点を含む第１の平面において、第１の点を通るある第１の直線が存在し、第１の平面における電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、第１の直線に投影したとき、静磁場発生源のそれぞれについて、対応する電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶように電流搬送手段を配置することにある。

【００１０】

本発明の第３の特徴は、有限の領域に第１の方向に向かう均一磁場を発生させるための、第１の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段から構成される静磁場発生源２組が、均一磁場領域を間に挟んで対向して配置され、静磁場発生源のそれぞれが磁極として機能する強磁性体と少なくとも２個の電流搬送手段を備える磁石装置において、第１の方向に平行で電流搬送手段のほぼ中心を通る第１の軸と、第１の軸と垂直に交わり、かつ２組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第２の軸の交点を第１の点としたとき、第１の軸および第２の軸および第１の点を含む第１の平面において、第１の点を通るある第１の直線が存在し、第１の平面における電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、第１の直線に投影したとき、静磁場発生源のそれぞれについて、対応する電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶように電流搬送手段を配置することにある。

【００１１】

本発明の第４の特徴は、有限の領域に第１の方向に向かう均一磁場を発生させるための、第１の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段と外部領域への漏れ磁場を抑制するためのシールド電流搬送手段から構成される静磁場発生源２組が、均一磁場領域を間に挟んで対向して配置され、静磁場発生源のそれぞれが磁極として機能する強磁性体と少なくとも２個の電流搬送手段と少なくとも１個のシールド電流搬送手段を備える磁石装置において、第１の方向に平行

で電流搬送手段のほぼ中心を通る第1の軸と、第1の軸と垂直に交わり、かつ2組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第2の軸の交点を第1の点としたとき、第1の軸および第2の軸および第1の点を含む第1の平面において、第1の点を通るある第1の直線が存在し、第1の平面における電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、第1の直線に投影したとき、静磁場発生源のそれぞれについて、対応する電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶように電流搬送手段を配置することにある。

【0012】

本発明の第5の特徴は、有限の領域に第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための、第1の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段から構成される静磁場発生源2組が、均一磁場領域を間に挟んで対向して配置され、静磁場発生源のそれぞれが3個の電流搬送手段を備える磁石装置において、第1の方向に平行で電流搬送手段のほぼ中心を通る第1の軸と、第1の軸と垂直に交わり、かつ2組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第2の軸の交点を第1の点としたとき、第1の軸および第2の軸および第1の点を含む第1の平面において、第1の平面における電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、第2の軸に投影したとき、静磁場発生源のそれぞれについて、対応する電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶように電流搬送手段を配置することにある。

【0013】

本発明の第6の特徴は、有限の領域に第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための、第1の方向に関して実質的に同心状に配置された電流搬送手段と外部領域への漏れ磁場を抑制するためのシールド電流搬送手段から構成される静磁場発生源2組が、均一磁場領域を間に挟んで対向して配置され、静磁場発生源のそれぞれが3個の電流搬送手段と少なくとも1個のシールド電流搬送手段を備える磁石装置において、第1の方向に平行で電流搬送手段のほぼ中心を通る第1の軸と、第1の軸と垂直に交わり、かつ2組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第2の軸の交点を第1の点としたとき、第1の軸および第2の軸および第1の点を含む第1の平面において、第1の平面における電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、第2の軸に投影したとき、静磁場発生源のそれぞれについて、対応する

電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶように電流搬送手段を配置することにある。

【0014】

MRI装置に使用するマグネットの磁場について、説明する。

【0015】

マグネットの中心軸をz軸、r及びθをマグネット中央を原点とする極座標、 $P_n(\cos \theta)$ をn次のルジャンドル関数とすると、マグネット中央部付近におけるz方向磁場は、

【0016】

【数1】

$$B_z = \sum_{n=0}^{\infty} d_n r^n P_n(\cos \theta)$$

【0017】

の形に展開して表すことができる。

【0018】

ここに、 d_0 は均一磁場であり、 $d_1, d_2, d_3, d_4, d_5, d_6, \dots$ は磁場均一度を悪化させる不整磁場の強度である。マグネットが中央面に関して対称な場合は、上記の不整磁場のなかで対称性から d_1, d_3, d_5, \dots はゼロになる。従って磁場均一度を悪化させる不整磁場として d_2, d_4, d_6, \dots を考えればよい。

【0019】

MRI用マグネットは、マグネット中央部付近の撮影領域にppmオーダーで均一な磁場を作る必要がある。均一な磁場の発生は、マグネット中央部付近におけるz方向磁場の(数1)による展開項のうちで不整磁場成分 d_2, d_4, d_6, \dots を低次の項から順に消去していくことによって達成される。(数1)から、より高次の不整磁場まで消去すると磁場が均一な空間が拡大する性質がある。病院などで使われるMRI装置用のマグネットは、直径が40cm～50cmの領域に土

5 ppm 以内で均一な磁場を発生する必要がある。そのため、一般に 2 次から 8 次もしくは 10 次の不整磁場すなわち $d_2, d_4, d_6, \dots, d_8, d_{10}$ をゼロにする設計方法がとられる。

【0020】

上述したように、均一な静磁場を発生するためには、先ず 2 次の不整磁場すなわち d_2 をゼロにしなければならない。

【0021】

簡単のために円環線電流が作る磁場を考察する。図 13 に示す円環線電流が作る磁場の (数 1) による展開項のうちで、 d_2 の $\beta = a/b$ についてのプロットを図 14 に示す。ここで、 a は円環電流の半径、 b は円環電流の原点からの z 軸方向の距離、 i は電流値であり、このプロットでは $b = 1, i = 1$ にした。図 14 から分かるように展開係数 d_2 は $\beta = 2$ のときゼロになる。すなわち 2 次の不整磁場がゼロになる。この配置はヘルムホルツコイルとして知られている。

【0022】

MRI 装置用のマグネットは、前述したように先ず 2 次の不整磁場すなわち d_2 を消去しなければならないが、図 14 から分かるように、同方向に電流が流れるコイルだけを使う場合にはコイルの半径をヘルムホルツコイルの配置より小さくすることは不可能である。

【0023】

そこで、図 15 に示すように β が 2 より小さな 2 個の円環電流を考える。円環電流 175 は半径が a_1 および電流値が $i = 1$ 、円環電流 176 は半径が a_2 および電流値が $i = -0.4$ である。この 2 個のコイルが作る d_2 の β に関するプロットを図 16 に示す。曲線 177, 178 がそれぞれ円環電流 175, 176 に対応する。図 16 から分かるように、 β_1 及び β_2 を適切に選ぶことにより、円環電流 175, 176 がそれぞれ作る d_2 項を絶対値が同一で逆符号とすることができ、2 個の円環電流が作る磁場の和において d_2 をゼロにすることができる。つまり、極性の異なるコイルを半径方向に交互に配置することにより、ヘルムホルツコイルより小さな外径のマグネットで 2 次の不整磁場を消去することができる。

【0024】

ここでは具体的な説明を省略するが、2次以上の高次の不整磁場まで消去する場合にも同じ議論が成立し、極性の異なるコイルを半径方向に交互に配置することにより、ヘルムホルツコイルより小さな外径のマグネットが高次までの不整磁場を消去した非常に均一な磁場を発生するマグネットを構成できる。またこの構成は、必要な次数までの不整磁場を消去するための最小のコイル数を与え、したがってこれ以外のどんな配置よりも、各コイルの起磁力の絶対値和が小さい。

【0025】

このような配置は、図19に示す各次数の不整磁場強度の感度曲線を用いた計算機プログラムにより求めることができる。その機能を説明することが困難なので、解の性質を定性的に説明する。図20に6次不整磁場強度の一般的な空間分布を示す。図において、原点はマグネットの中心、 z 軸はマグネットの中心軸、 ρ 軸はマグネットの中心を通り任意の方向を向いた半径方向の軸、縦軸は6次不整磁場強度である。(数1)から分かるように、原点における強度はゼロであり原点からの距離が増すに従って、距離の6乗に比例して強度が大きくなる。ただし $P_n(\cos \theta)$ の性質により、方位角 θ に関して、強度が正負の値をとる空間分布となる。従って、例えば6次の不整磁場の空間分布に対応して、正負の極性のコイルを交互に配置することにより、この6次の不整磁場を効率よく打ち消すことができる。正負の極性のコイルを交互に配置することは本発明でクレームしているように、原点を通るある直線に各コイル断面の幾何学的な中心を投影したときに対応する電流の極性が正負交互に並ぶことに一般化できる。

【0026】

次に、本発明の効果を数値計算の結果を用いて具体的に説明する。図17は本発明に基づいた計算結果であり、コイルの配置と磁場均一度の等高線を同時に表示してある。磁場均一度の等高線は内側から ± 1 , ± 5 , ± 10 ppm である。コイルの電流密度は 100 A/mm^2 、上下コイルの間隔は 1.0 m 、コイルの外直径は 1.7 m に制限している。また、中心磁場強度は 0.4 T であり中心部付近の不整磁場成分は2次から6次までをゼロにしている。

【0027】

図17から明らかに分かるように、 $z-p$ 平面において、第1象限内の各コイル断面の幾何学的な中心を p 軸に投影すると、それぞれのコイルに対応する通電電流の方向が正負交互に配列している。本発明によれば、このような配置方法が各コイルの起磁力の絶対値和が最も小さい、すなわち最も合理的な方法である。

図18は本発明に従わない場合の計算結果を示す。コイルの電流密度、中心磁場強度、消去した不整磁場成分の次数等は図17と同じである。図18に示す計算例では、 $z-p$ 平面における各コイルの断面の幾何学的な中心を、 $z-p$ 平面において原点を通るいかなる直線に投影しても、それぞれのコイルに対する通電電流の方向が正負方向に並ばないこと、すなわち、本発明に従わないことが分かる。図18の計算例を図17の計算例と比較すると、発生する磁場の空間分布はほぼ同じであるが、それを達成するためのコイルの起磁力の絶対値和が約1.4倍大きく、またコイルの数も全体で2個増加することが分かる。すなわち、本発明の最も大きな効果は、ある指定された空間分布を持つ磁場分布を発生するためのコイル配置の中で、最も起磁力の絶対値和が小さいコイル配置を与えることである。図18に示す本発明に従わないコイル配置は、図17に示す本発明に従ったコイル配置に比較して約1.4倍 起磁力の絶対値和が大きくコイル数も2個増加することから、コイル間の電磁力の増大、支持構造物の複雑化と重量の増加、冷却重量の増大等の様々なデメリットを生じ、結果としてマグネットのコストを著しく増大するものであり、非常に無駄の多い設計方法であることが分かる。また図17に示す本発明に基づいた計算結果では、平均半径の最も大きなコイルの起磁力の絶対値が他のコイルの起磁力の絶対値より大きく、また第1象限内の各コイルを p 軸に投影したときに各コイルの起磁力の絶対値がその大きさの順に並ぶことが分かる。このような起磁力の設定方法も全コイルの起磁力の絶対値和を最小にするための条件である。

【0028】

また、全身用MRIでは直径が40cm～50cmの領域に±5ppm 以内で均一な静磁場を発生する必要がある。そのためには、少なくとも8次までの不整磁場をゼロにする必要があり、自由度の関係から少なくとも4個のコイルが必要である

。6次まで消去する設計の場合は、磁場均一度を支配するのは8次の不整磁場となることから、8次の不整磁場の強度をできるだけ小さくする必要があり、そのためには各コイルの起磁力が小さい程良い。ここでは計算例を示していないが、コイル数が3個の場合にも図17及び図18と同様な計算をすることができて、3個のコイルを半径方向に正負交互に配置すると起磁力の絶対値和が最小となることが分かる。

【0029】

クライオスタットや低温容器の寸法上の制約で必要な数のコイルを半径方向に配置できない場合があるが、その場合には低温容器の内壁に沿ってコイルを配置すればよい。このようなコイルの一般化した配置方法が本発明で開示したところであり、その具体的な例を実施例を用いて以下に説明する。

【0030】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例を図1乃至図12により具体的に説明する。

【0031】

図1は、本発明の実施例による超電導マグネット1を用いた開放型超電導MRI装置の斜視図。図2は、図1の開放型MRI装置の構成要素のうち、超電導マグネット1の図1におけるz-x平面図での断面図。

【0032】

図1に示すMRI装置は、上下の超電導マグネットアセンブリ6、7によって開放領域2にz軸方向の均一な磁場を発生し、開放領域2の中央部でMRI画像の撮影を可能にしている。患者4はベッド及び移動式テーブル3により、撮影部位が開放領域2の中央部に位置するように搬送される。また、上下の超電導マグネットアセンブリは支柱状外部強磁性体10によって磁氣的に連結されていて漏れ磁場を抑制する構成となっている。この構成のMRIでは、撮影中の患者が受ける閉所感が著しく小さくなり、むしろ開放感を得ることができるため、撮影に対する心理的な圧迫感を著しく低減することができる。また、医師または検査技師5は撮影中の患者4に対してアクセスが非常に容易となる。特に撮影中の部位へのアクセスが可能となるため、IVR (Interventional Radiology) が可能と

なり、医療の可能性を大きく広げる。

【0033】

更に図1の構成のMRI装置の利点として、静磁場の方向が人体の長手方向に関して垂直であるため、NMRシグナルを受診するプローブにソレノイドコイルを使用できることが挙げられる。このソレノイド型のプローブは、水平磁場型MRIで用いられる鞍型またはバードケージ型のプローブに比較して原理的に1.4倍感度が高い、従って中心磁場強度が同一の場合、図1に示す構成の垂直磁場方式MRIは、従来の水平磁場型MRI装置に比較してより高精細な断層画像をより高速に撮影することができる。

【0034】

上記のように、図1に示すコンセプトのMRI装置は様々な利点があるが、構造的には上下のマグネットアセンブリの直径を如何に小さくできるかということが高い開放性を達成する鍵である。本発明はまさにこの点に関するものであり、外径が小さくかつ製造コストが安価で、しかも均一な静磁場を発生するマグネットアセンブリの構成方法を提供するものである。

【0035】

次に、図2を用いてマグネットアセンブリの構成を説明する。上下のマグネットアセンブリ6、7は漏れ磁場を抑制するために外周部を強磁性体で包囲している。具体的には、上下の真空容器11、11'の周囲を円盤状外部強磁性体8、8'及び円筒状外部強磁性体9、9'で包囲し、上下を支柱状外部強磁性体10によって磁氣的に連結している。ここで用いる外部強磁性体としては、磁氣的に強磁性を示すものであればよく、種々の材料が使用できるが、磁氣的特性、コスト、機械強度からすれば、一般には鉄が望ましい。また、強磁性体の重量を軽減したい場合には、透磁率の高い材料を使うこともできる。このように周囲を外部強磁性体で囲むことで、装置外部に発生する磁束について磁路が形成されるので、漏洩磁場が遠方にまで広がることを抑制できる。

【0036】

メイン超電導コイル13、13'、14、14'、15、15'及び16、16'はマグネット中央の均一磁場領域を挟んで上下にほぼ対称かつz軸に関し

てほぼ同心状に設置されていて、垂直方向すなわち z 軸方向の均一な磁場を発生する。上下の超電導コイルはそれぞれの冷却容器12, 12' 内部に設置され、上下の冷却容器はそれぞれ真空容器11, 11' に内包されている。さらに、図2では簡単のため省略したが、超電導コイルを支持する構造があり、また真空容器と冷却容器の間には輻射熱の侵入を防ぐ熱シードがある。冷却容器内部には液体ヘリウムが溜められ、超電導コイルを極低温の4.2 K に冷却する。

【0037】

上下の真空容器はその間にある連結管17によって所定の距離を維持して保持される。この連結管17は機械的に上下の真空容器11, 11' を支える働きをしているが、上下の冷却容器を熱的に接続する働きを持たせても良い。そうすることで、冷凍機を上下に1台ずつ設ける必要がなくなり、システムに1台の冷却機で間に合わせることが可能になる。また、連結管17及び支柱状強磁性体10の本数も図示の2本に限定する必要はなく、3本、4本と増やすこともできるし、開放感を得るためには、片持ちの1本の支柱としてもよい。

【0038】

本発明では、上下の各マグネットアセンブリの内部の4個のメイン超電導コイル13, 13', 14, 14', 15, 15' 及び16, 16' はその極性が正負交互に並ぶように配列されている。正確には、マグネットの中心軸である z 軸を含む任意の平面（ここでは説明のため $z-x$ 平面とする）の上でマグネットアセンブリの中心を通るある直線18があり、 $z-x$ 平面の第1象限における各超電導コイルの断面の幾何学的な中心を直線18に投影したとき、各コイルに対応する通電電流の極性が正負交互に並ぶ。すなわち、コイル16は主磁場を発生する方向に通電されこの方向を正方向とすれば、コイル13, 15は負方向、コイル14は正方向に通電される。

【0039】

また、図から分かるように各コイルの起磁力の絶対値はコイル16, 15, 14, 13の順番に大きく、 $z-x$ 平面における第1象限内の各コイルを直線18に投影したときに各コイルの起磁力の絶対値がその大きさの順に並ぶことが分かる。更に平均半径の最も大きいコイル16の起磁力の絶対値が最も大きい。

このような起磁力の設定方法も全コイルの起磁力の絶対値和を最小にするための条件である。

【0040】

各コイルの位置と起磁力は磁場分布が均一になるように計算に基づいて設計されている。均一な磁場を発生するコイル配置は無限にあるが、課題を解決するための手段の項で記述したようにこの配置方法が最も起磁力の絶対値和が小さくなり、マグネットを最も安価に作ることができる。更に起磁力の絶対値和が小さいので、各コイルの断面積が小さくなり、マグネットアセンブリの直径を小さくすることができる。また本実施例は2次から8次までの不整磁場をゼロにする設計であり、そのために各マグネットアセンブリ内にそれぞれ4個のコイルが配置されている。その結果、マグネット中心部に発生する磁場の均一度は $\pm 4 \text{ ppm} / 4.5 \text{ cm dsV}$ であり、全身用MRIとして十分なスペックを達成している。

【0041】

以下では、本発明の他の実施形態を説明する。

【0042】

図3は、本発明の他の実施例による開放型MRI用超電導マグネットの断面図である。本実施例は、図1及び図2に示した超電導マグネットと構成がほぼ同じであるが、漏れ磁場を抑制する外部強磁性体の重量を低減するために、超電導シールドコイル29、29'がある点が異なる。漏れ磁場シールド方式の通称に従えば、図2の実施例はパッシブシールド方式、図3の実施例はハイブリッドシールド方式である。図3中で超電導シールドコイル29、29'を除いたメイン超電導コイル25、25'、26、26'、27、27'、28、28'のz-x平面の第1象限における断面の幾何学的な中心を直線30（仮想的に設定したものである。）に投影すると、対応する電流の方向が正負交互に並ぶように配置されている。

【0043】

図4は、本発明の他の実施例による開放型MRI装置用超電導マグネットの断面図である。本実施例はアクティブシールド方式超電導マグネットを示している。本実施例はシールドコイルのみで洩れ磁場を抑制するので鉄などによる磁気シ

ールド体はなく最も軽量である。図4中でシールドコイル39, 39'を除いたメイン超電導コイル34, 34', 35, 35', 36, 36', 37, 37', 38, 38'のz-x平面の第1象限における断面の幾何学的な中心を直線40に投影すると、対応する電流の方向が正負交互に並ぶように配置されている。

【0044】

以上の実施例では、マグネットアセンブリは基本的に空心コイルで均一な磁場を発生し、外部強磁性体またはシールドコイルによって漏れ磁場を抑制する構成である。以下では均一磁場の発生に積極的に磁極として機能する強磁性体を利用した場合における本発明の実施例を開示する。図5から図12は本発明の他の実施例による開放型MRI装置用超電導マグネットの断面図である。

【0045】

図5に示すマグネットでは、円盤状外部強磁性体41, 41'の内側に設けた磁極状強磁性体44, 44'が中心磁場強度を高める作用をして、超電導コイルが負担する中心磁場強度を低減し超電導コイルの起磁力の絶対値和を低減する設計である。磁場の均一度は主に超電導コイルの配置と起磁力配分で達成するため、その配置は本発明に従っている。すなわち、メイン超電導コイル48, 48', 49, 49', 50, 50', 51, 51'のz-x平面の第1象限における断面の幾何学的な中心を直線52に投影すると、各コイルに対応する通電電流の方向が正負交互になるように配置されている。

【0046】

図6に示すマグネットは図5に示すマグネットよりも更に磁極を大きくして、超電導コイル60, 60', 61, 61'の起磁力の負担を更に小さくしている。本実施例では磁極の形状を最適化して、磁極だけでもある程度均一な磁場を発生する構成である。従って超電導コイルの数は少なくてもよく、本実施例では上下のそれぞれのマグネットアセンブリ内に2個で十分に均一な磁場を発生する。作用の項で説明したように2個の超電導コイル60, 60', 61, 61'は通電電流の方向が逆であり、小さなマグネットアセンブリ内で2次の不整磁場を消去している。すなわち外側の超電導コイルが主磁場を発生する方向、内側の超電導

コイルがその逆の方向に通電される。

【0047】

図7に示すマグネットは、最適化された形状を持つ磁極により概ね均一な磁場を発生し、更に磁場の均一度を上げるためにそれぞれのマグネットアセンブリ内に3個の超電導コイルを配置している。メイン超電導コイル70, 70', 71, 71', 72, 72'は限られた半径の中で最小の起磁力で均一な磁場を発生するため、本発明にしたがって通電電流の極性が図7に示すように直線73に投影した場合に正負交互に配列するように配置されている。

【0048】

図8に示すマグネットは、図7に示すマグネットとほぼ同じ構成であるが、漏れ磁場を抑制する外部強磁性体の重量を低減するために超電導シールドコイル84, 84'が配置されている点異なる。本構成においても、限られた半径の中で最小の起磁力で均一な磁場を発生するため、シールドコイル以外のメイン超電導コイル81, 81', 82, 82', 83, 83'は本発明にしたがって通電電流の極性が図8に示すように直線85に投影した場合に正負交互に配列するように配置されている。

【0049】

図9と図10は、磁極と超電導コイルの組み合わせで均一な磁場を発生する開放型MRI用超電導マグネットの他の実施例である。両者とも基本的に、磁極は中心磁場強度を極めてコイルの起磁力を低減する働きをし、磁場の均一度はコイルの配置で達成するコンセプトのマグネットである。磁極状強磁性体89, 89'及び101, 101'はその形状が最適化されているが、マグネット中央部の撮像領域から離れているので磁極形状だけでは均一な磁場を発生できない。そこで図9及び図10に示す実施例では片側4個及び3個の超電導コイルを用いて均一な磁場を発生する。また図10の実施例では、大きな起磁力の端部コイルを配置可能なように真空容器102及び低温容器103の外周部が膨らんだ形状を有している。またこのような形状にすることにより、極磁状強磁性体を撮像領域に近づけることが可能なので、磁極が負担する中心磁場強度を強くすることができ、超電導コイルの起磁力を低減することができる。両者ともに限られた半径の

中で最小の起磁力で均一な磁場を発生するため、本発明にしたがって通電電流の極性が図9または図10に示すように直線97またはx軸108に投影した場合に正負交互に配列するように配置されている。

【0050】

図11及び図12は主に起磁力低減のために低温容器の内部に強磁性体要素を配置した実施例を示す。漏れ磁場の抑制方法は、図11がパッシブシールド方式、図12がアクティブシールド方式である。内部強磁性体119、119'、120、120'及び131、131'、132、132'は円環形状をしており超電導コイルの間に配置される。強磁性体要素をこの位置に配置すると、効果的にコイルの起磁力を低減できる効果がある。本実施例においても、限られた半径の中で最小の起磁力で均一な磁場を発生するため、本発明にしたがってメインコイルを構成する超電導コイルの通電電流の極性が図11または図12に示すように直線121または直線133に投影した場合に正負交互に配列するように配置されている。

【0051】

以上に具体的な実施例を用いて本発明を説明してきた。前述した実施例ではコイルは全て超電導コイルであるが、本発明の内容は超電導コイルのみに限定されるものではなく、例えば銅線などを用いたコイルであってもよく、更に電流を搬送するものであればいかなるものでも良い。本発明は前述したように様々な実施形態が考えられるが、当然のことながら本発明はここで開示したいかなる実施例によっても限定されるものではない。

【0052】

以上に説明した如く、開放型MRI用超電導磁石装置において、広い開口を備え、漏洩磁場が少なく、高い磁場強度において、時間的に安定で広い均一磁場発生領域を得られる超電導磁石を、その直径が小さくすなわち高い解放性と良好な検査対象である患者へのアクセスを可能にし、更に低廉な製造原価で提供することができる。

【0053】

【発明の効果】

本発明によれば、高い開放性と、良好な検査対象へのアクセスが可能なMRI装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の実施例の超電導磁石を用いた開放型MRI装置の斜視図。

【図2】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図3】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図4】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図5】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図6】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図7】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図8】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図9】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図10】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図11】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図12】

本発明の実施例の超電導磁石の断面図。

【図13】

円環電流の説明図。

【図14】

図13に示す円環電流が発生する2次の不整磁場強度の感度曲線を示す図。

【図15】

2つの円環電流の説明図。

【図16】

図18に示す2つの円環電流が発生する2次の不整磁場強度の感度曲線を示す図。

【図17】

本発明の実施例のコイル配置とその磁場均一度の等高線の数値計算例を示す図。

【図18】

本発明の比較例のコイル配置とその磁場均一度の等高線の数値計算例を示す図。

【図19】

図13に示す円環電流が発生する2次から6次までの不整磁場強度の感度曲線を示す図。

【図20】

6次の不整磁場の空間分布を示す3次元プロット。

【符号の説明】

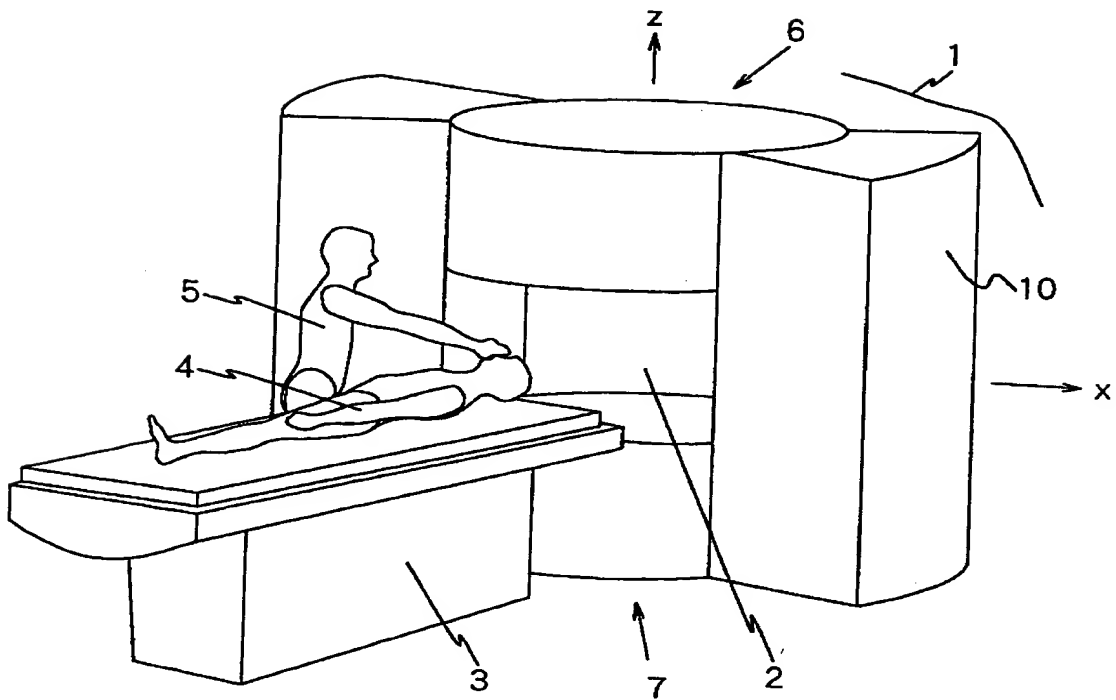
1…開放型MRI装置用超電導マグネット、2…開放領域、3, 152…ベッド及び移動式テーブル、4, 153…患者、5…医師または検査技師、6…上部超電導マグネットアセンブリ、7…下部超電導マグネットアセンブリ、8, 19, 41, 53, 63, 74, 86, 98, 109…円盤状外部強磁性体、9, 20, 42, 54, 64, 75, 87, 99, 110…円筒状外部強磁性体、10, 21, 43, 55, 65, 76, 88, 100, 111…支柱状外部強磁性体、44, 56, 66, 77, 89, 101…磁極状強磁性体、11, 22, 31, 45, 57, 67, 78, 90, 102, 112, 122, 159, 167

…真空容器、12, 23, 32, 46, 58, 68, 79, 91, 103, 113
 , 123, 158…冷却容器、17, 24, 33, 47, 59, 69, 80,
 92, 104, 114, 124…連結管、13, 14, 15, 16, 25, 26
 , 27, 28, 34, 35, 36, 37, 38, 48, 49, 50, 51, 60
 , 61, 70, 71, 72, 81, 82, 83, 93, 94, 95, 96, 105
 , 106, 107, 115, 116, 117, 118, 125, 126, 127
 , 128, 129…メイン超電導コイル、29, 39, 84, 130, 162…
 超電導シールドコイル、18, 30, 40, 52, 62, 73, 85, 97,
 121, 133…直線、108…x軸、119, 120, 131, 132…内部
 強磁性体、151…従来型MRI装置用超電導マグネット、154…円筒状中空
 部、155…均一磁場空間、156…円筒形状のボビン、157…分割ソレノイ
 ド超電導コイル、160…熱シールド板、161, 172…z軸方向、163,
 181, 182, 183, 184, 186, 187, 188, 189, 190…
 メインコイル、164…補助メインコイル、165…バッキングコイル、166
 …冷凍機コールドヘッド、168…熱シールド、169…撮像領域、170…第
 1のコイルアセンブリ、171…第2のコイルアセンブリ、173, 175,
 176…円環電流、174, 177, 178…円環電流による d_2 の感度曲線、
 185, 191…磁場均一度の等高線。

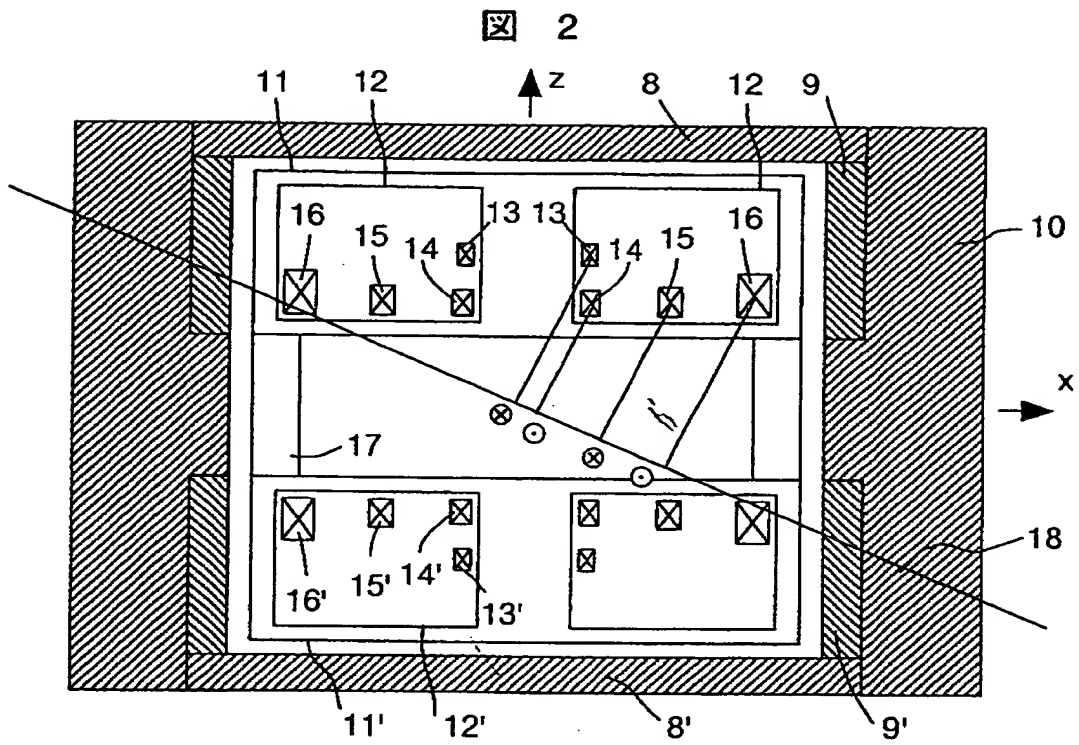
【書類名】 図面

【図1】

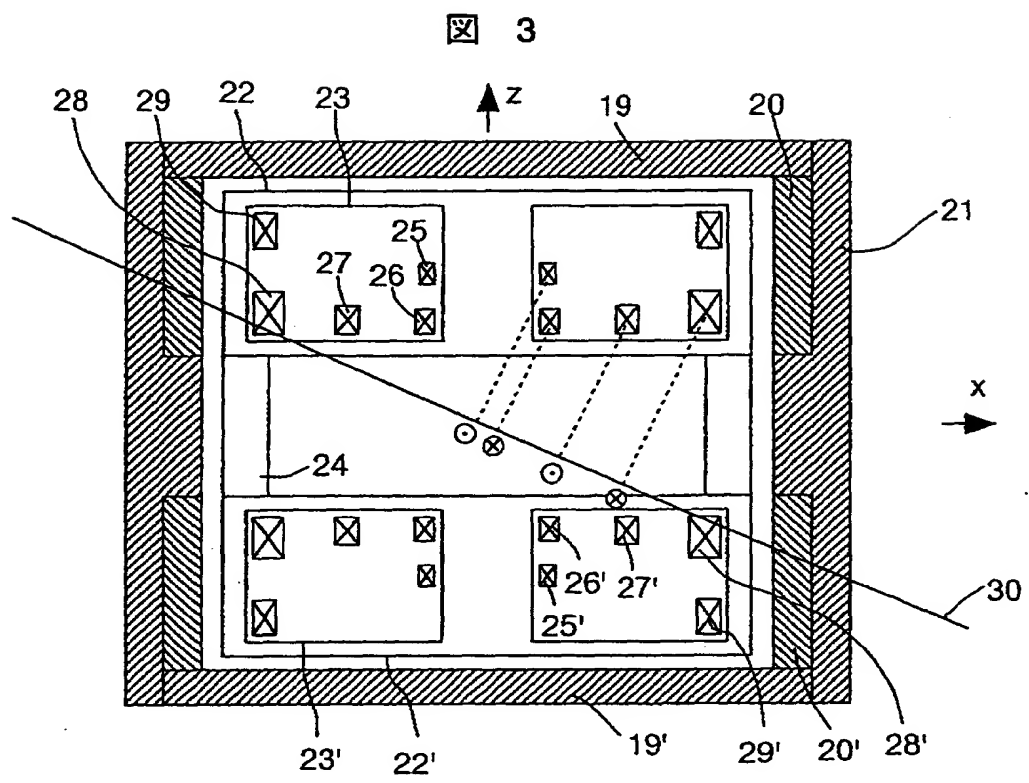
図 1



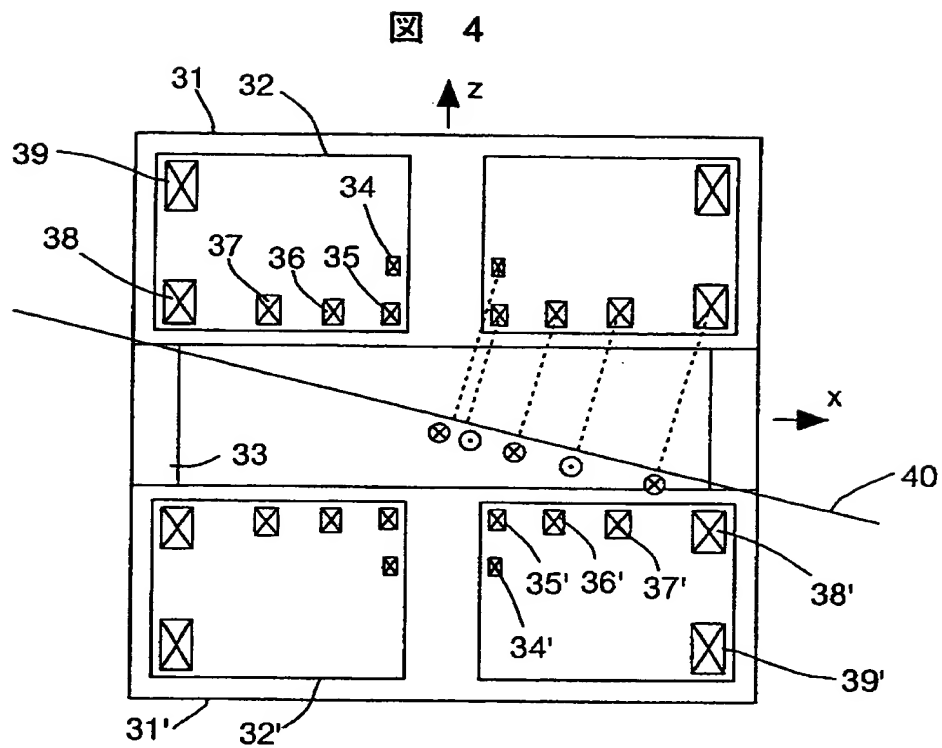
【図2】



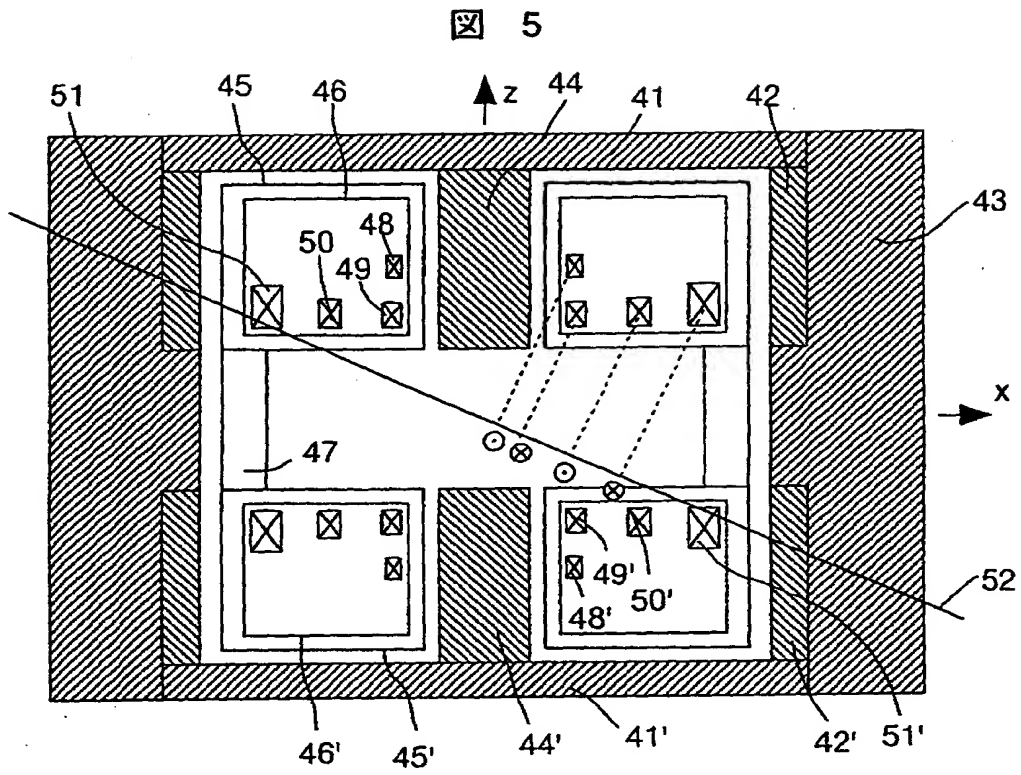
【図3】



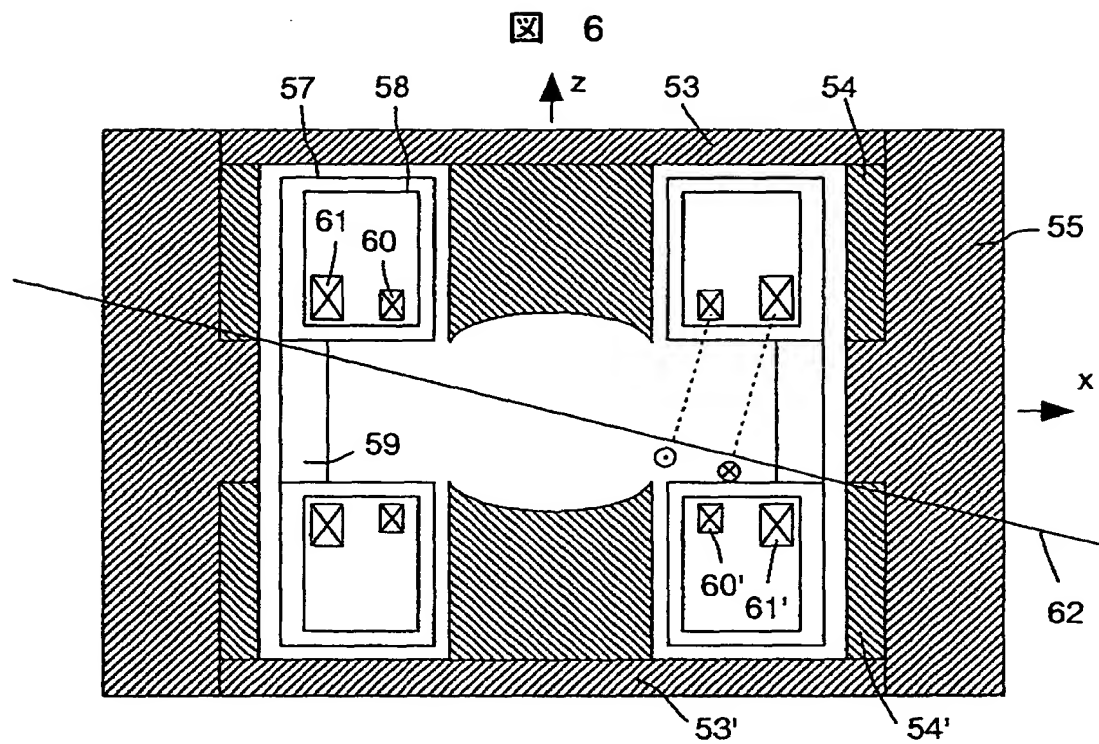
【図4】



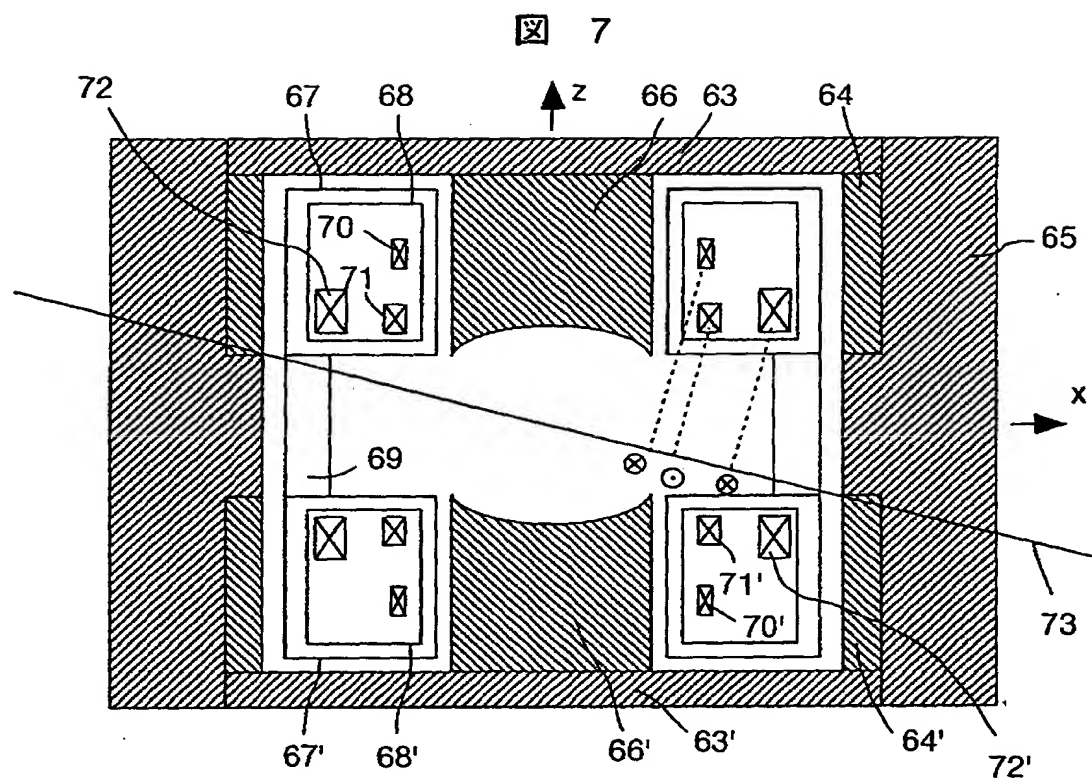
【図5】



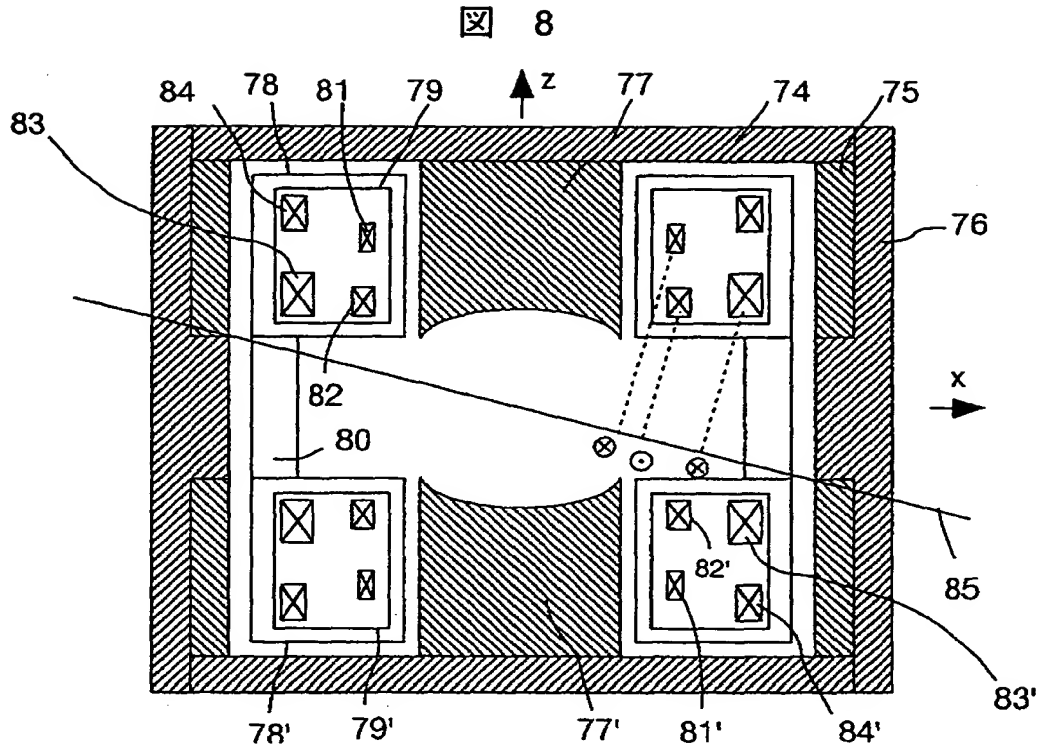
【図6】



【図7】

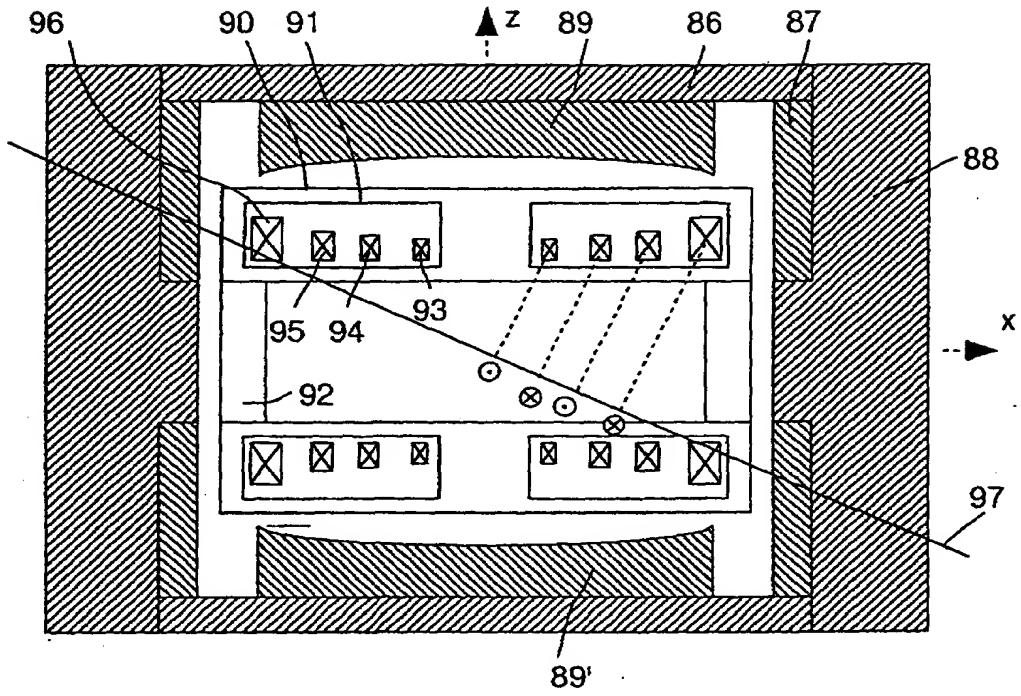


【図 8】

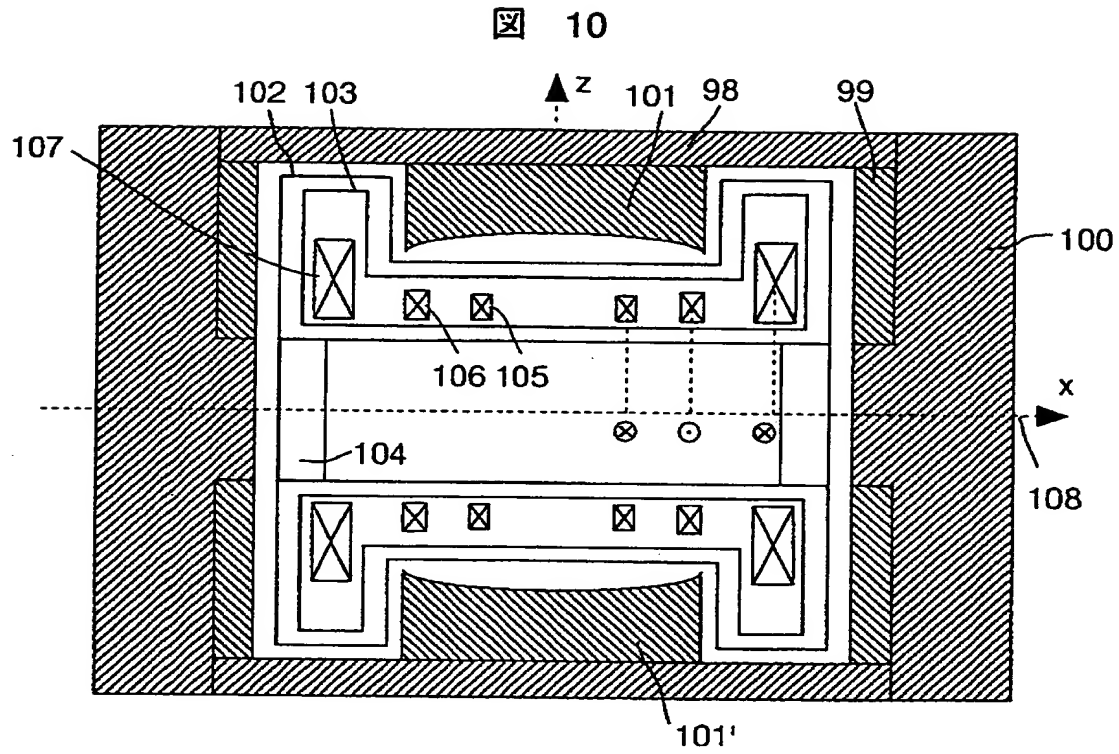


【図9】

図 9

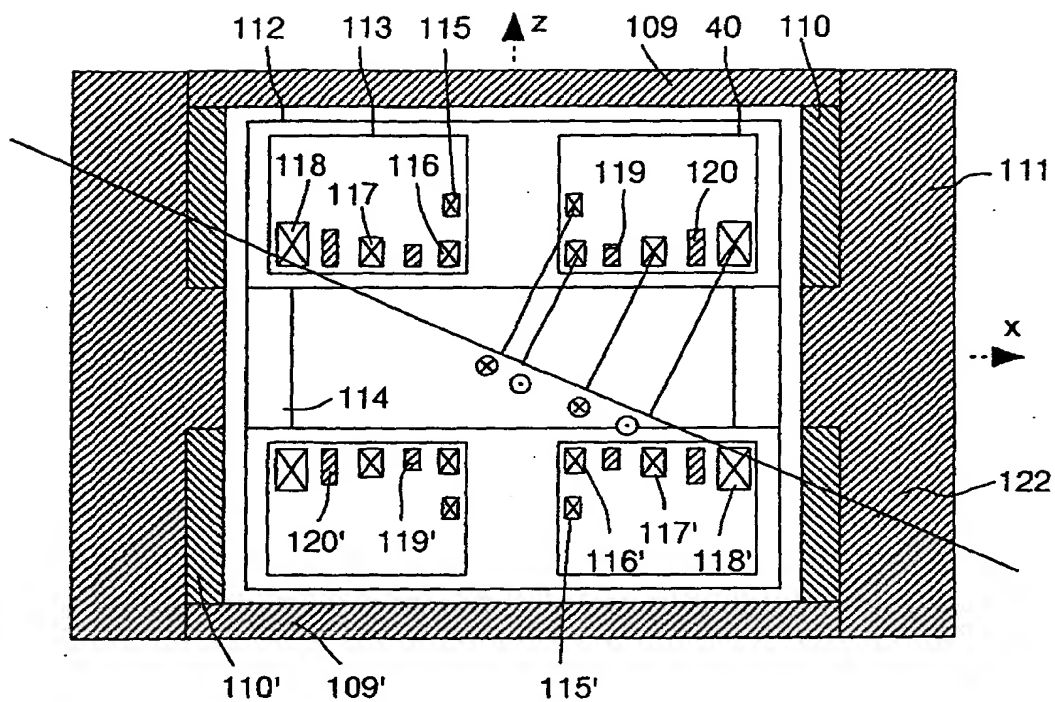


【図10】



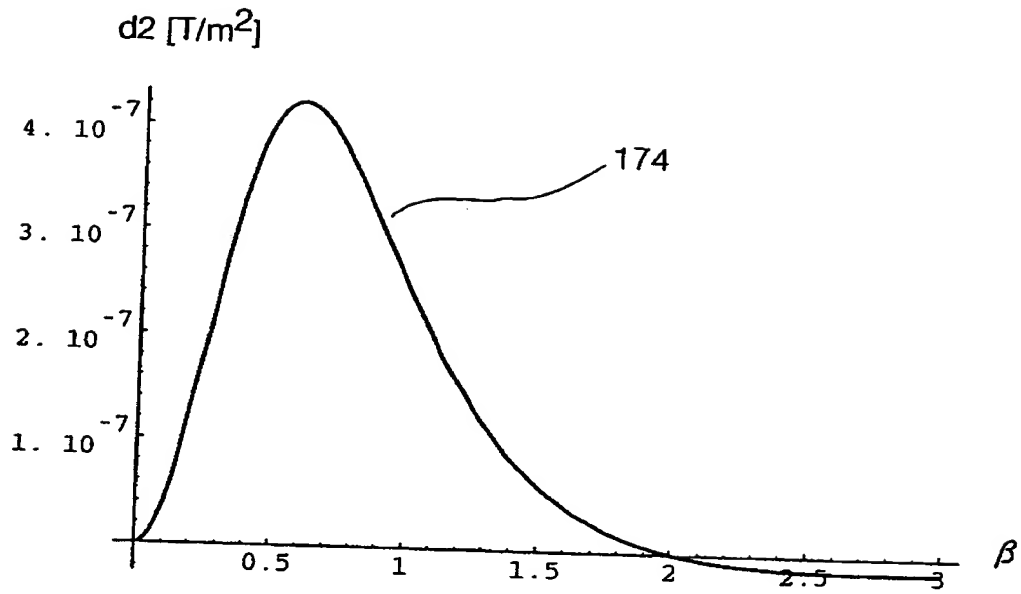
【図11】

図 11



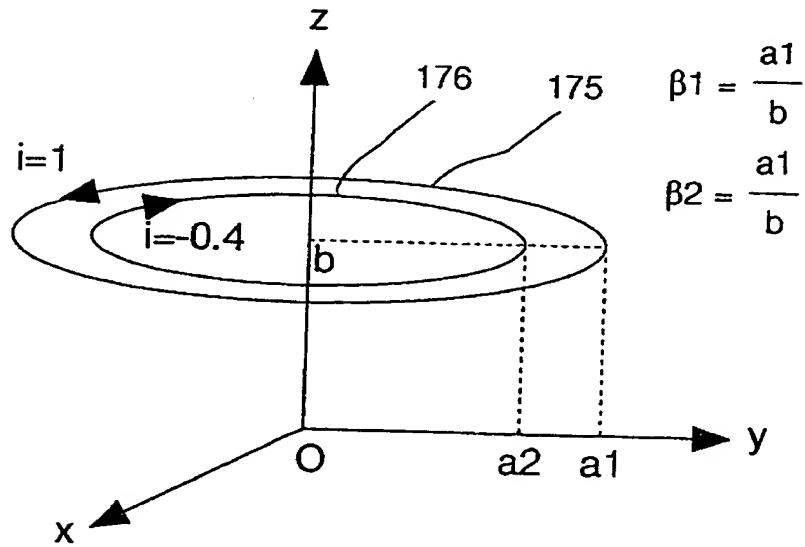
【図14】

図 14



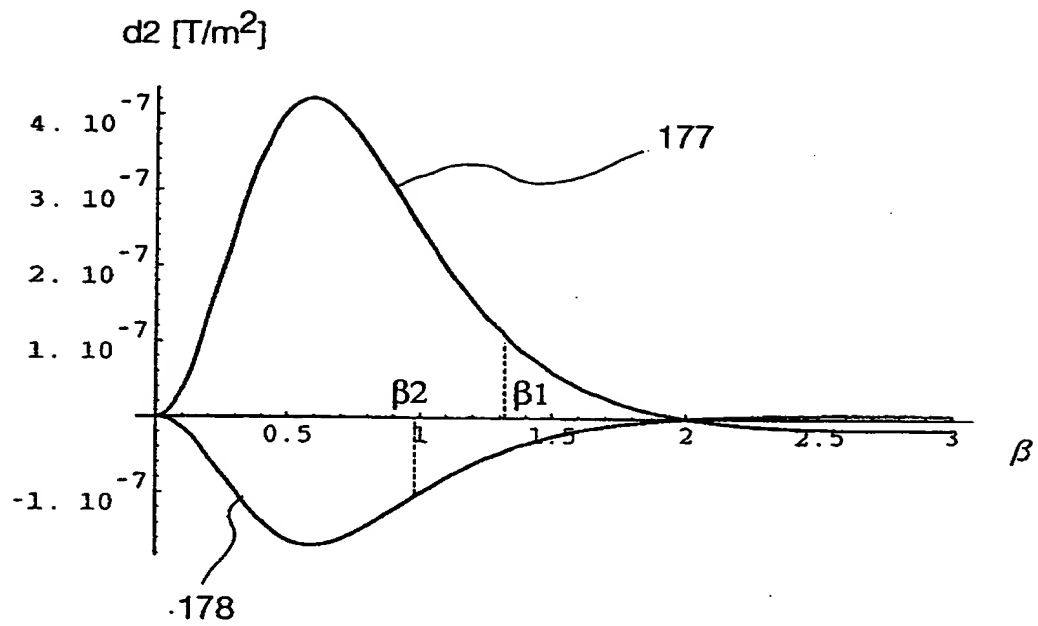
【図15】

図 15



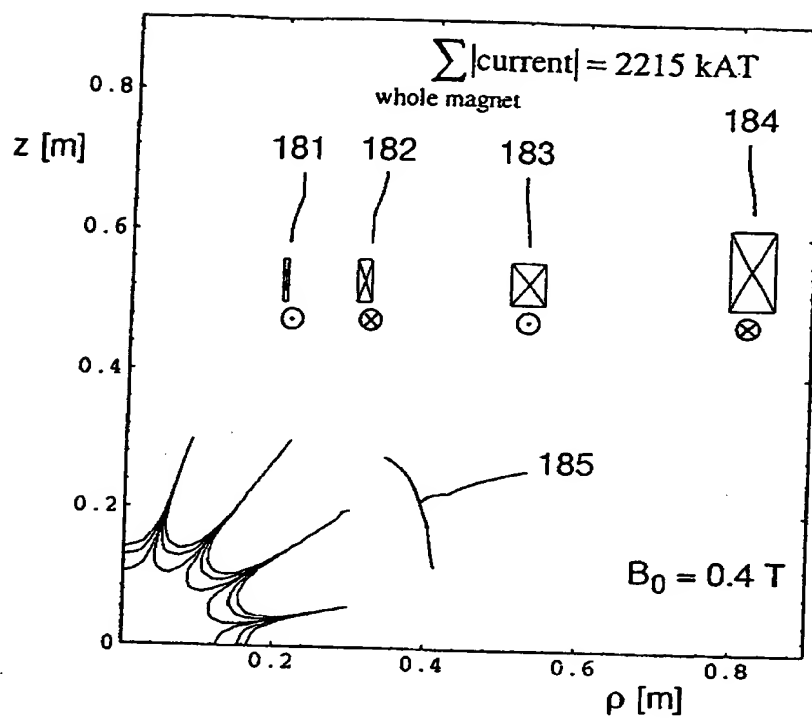
【図 16】

図 16



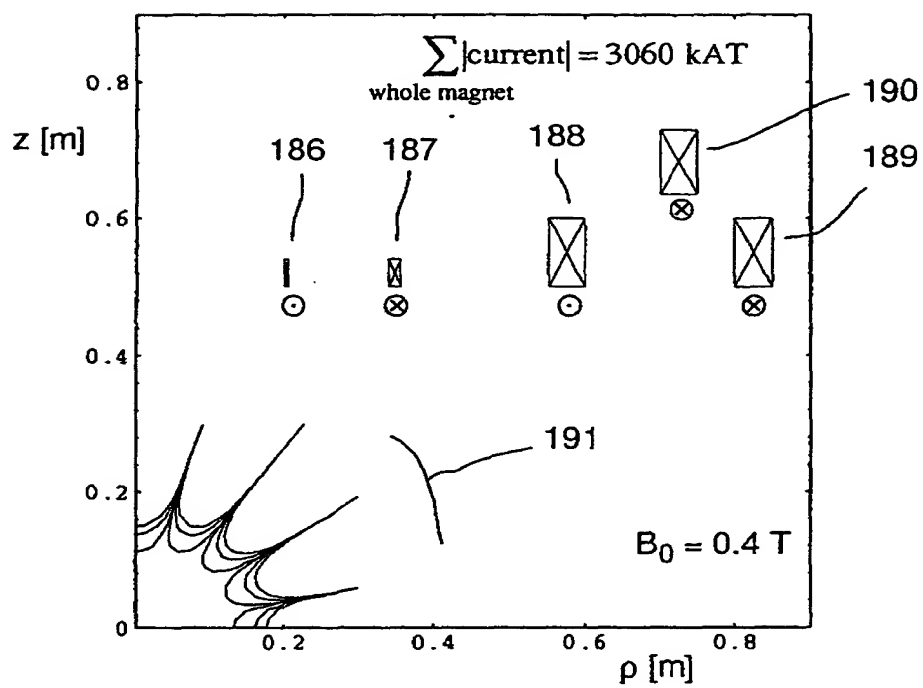
【図 17】

図 17



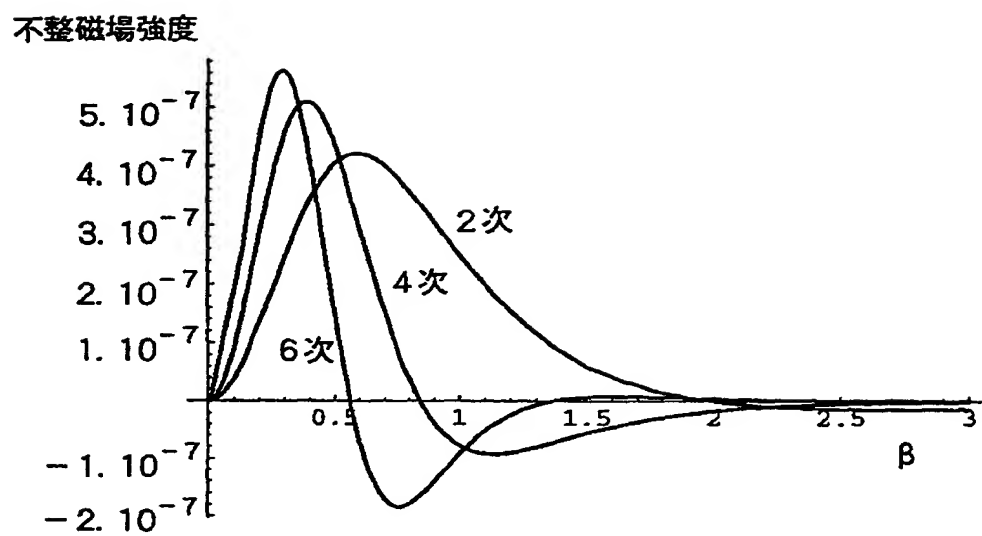
【図18】

図 18



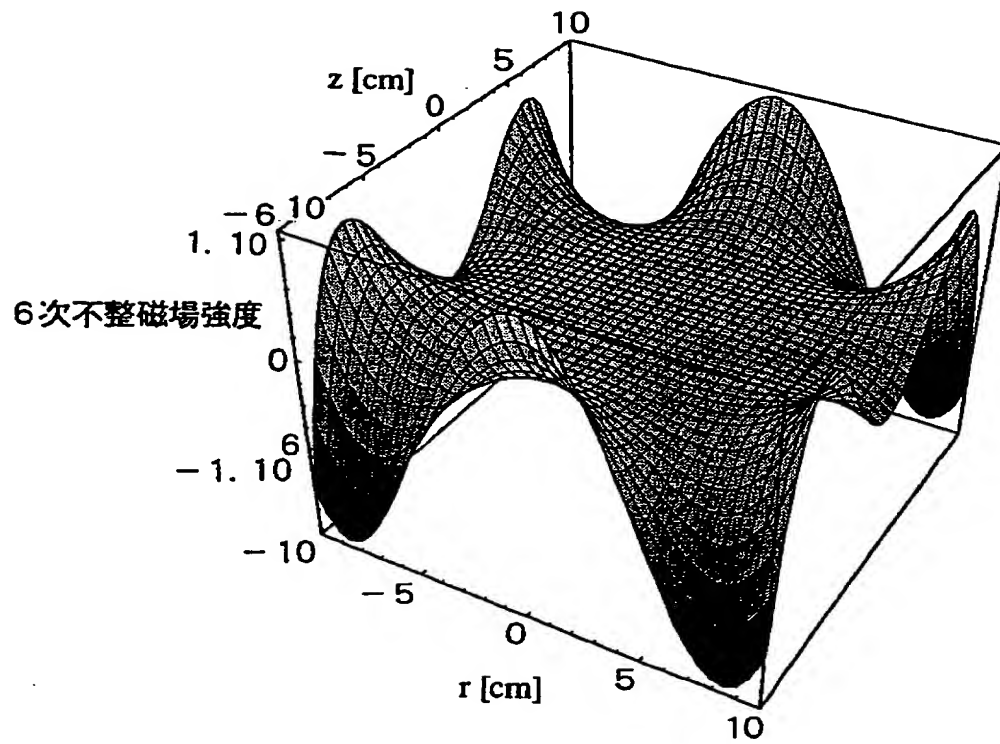
【図19】

図 19



【図20】

図 20



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

MRI装置において、開放性と検査対象へのアクセス性の改善を行う。

【解決手段】

第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための同心状に配置された電流搬送手段から構成される静磁場発生源2組を有し、前記静磁場発生源のそれぞれが少なくとも4個の該電流搬送手段を備え、該第1の方向に平行で該電流搬送手段のほぼ中心を通る第1の軸と、前記第1の軸と垂直に交わり、かつ前記2組の静磁場発生源からほぼ等距離にある第2の軸の交点を第1の点としたとき、前記第1の軸および前記第2の軸および前記第1の点を含む第1の平面において、前記第1の平面における前記電流搬送手段の断面の幾何学的な中心を、所定の直線に投影したとき、前記静磁場発生源のそれぞれについて、対応する前記電流搬送手段の電流搬送方向が正負交互に並ぶこと。

【選択図】 図2

【書類名】 職権訂正データ
【訂正書類】 特許願

<認定情報・付加情報>

【特許出願人】

【識別番号】 000005108
【住所又は居所】 東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
【氏名又は名称】 株式会社日立製作所

【特許出願人】

【識別番号】 000153498
【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

【代理人】

申請人
【識別番号】 100068504
【住所又は居所】 東京都千代田区丸の内1-5-1 株式会社日立製作所 知的所有権本部内
【氏名又は名称】 小川 勝男

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[000005108]

1. 変更年月日 1990年 8月31日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地
氏 名 株式会社日立製作所

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000153498]

1. 変更年月日 1990年 8月10日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
氏 名 株式会社日立メディコ